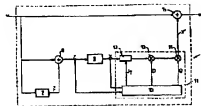


## ELECTROGRADIOGRAPHIC SIGNAL PROCESSOR

[71] Applicant: SIEMENS ELEMA AB  
[72] Inventors: SOERNMO LEIF;  
STRIDH MARTIN; LUNDSTROEM  
LENA  
[21] Application No.: JP1998307194A  
[22] Filed: 19981028  
[43] Published: 19990727  
[30] Priority: JP JP1998307194A 19981028 ...

[Go to Fulltext](#)[Get PDF](#)

## [57] Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To more satisfactorily show pulsing for recording average pulsing through an ECG derivation by constituting an alignment matching means so as to output a signal which is corrected and changed usable for a subtraction means, as a template pulsing signal or FCG pulsing signal.

**SOLUTION:** When a signal digitizing an ECG pulsing signal Y is inputted from a patient into a computer 6, this signal is transferred to a signal processor 7, and an atrium signal F is generated. Next, an intermediate pulsing signal Z is generated by a subtraction means 8 and processed by an averaging means 9, and a template ventricle pulsing signal X is generated and processed by an alignment parameter generator 10. The generator 10 performs the timewise alignment of JT and the spatial alignment of Q and D, parameters are respectively supplied to a time delay means 12 and multipliers 13 and 14, and a corrected and changed template pulsing signal X' is generated and aligned by the intermediate pulsing signal Z. Finally, the signal X' is outputted to a subtraction means 15, and an atrium signal F is generated.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO&Japio

[52] US Class:

[51] Int'l Class: A61B0005046 A61B00050452 A61B001000

[52] ECLA: A61B00050452B A61B0005046

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-197128

(43)公開日 平成11年(1999)7月27日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F1

A61B 5/0452  
10/00A61B 5/04  
10/00312A  
K

審査請求 未請求 請求項の数7 O.L (全6頁)

(21)出願番号 特願平10-307194

(22)出願日 平成10年(1998)10月28日

(31)優先権主張番号 9703948-1

(32)優先日 1997年10月29日

(33)優先権主張国 スウェーデン(SE)

(71)出願人 593051272

シーメンス-エレマ アクチボラゲット  
スウェーデン国 ソルナ (番地なし)

(72)発明者 レイフ セルンモ

スウェーデン国 リュンド ベンイト リ  
ードフォルスウェーグ 15

(72)発明者 マーティン ストリード

スウェーデン国 リュンド ケンネルスヴ  
エーゲン 8ペー 203

(72)発明者 レナ リュンドストレーム

スウェーデン国 ストックホルム ヘレネ  
ボリスガタン 20

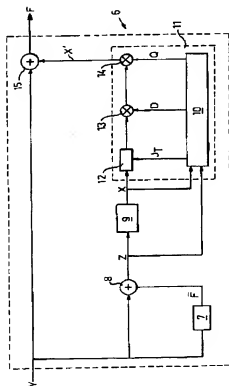
(74)代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54)【発明の名称】 心電信号処理装置

(57)【要約】

【課題】 残留信号により、心房細動の引き続いての分析が一層困難になるという問題点を解決すること。

【解決手段】 残留信号を生成するためのECG拍動信号の処理装置においてサブトラクション手段(15)の前に配置されたアラインメント手段(11)が、テンプレート拍動信号(X)を中間拍動信号(Z)と比較して、テンプレート拍動信号(X)を変更修正して、空間的、時間的及び振幅特性に関して、2つの信号の相対的アラインメントを増大させて、サブトラクション手段に使用される修正変更された信号を、テンプレート拍動信号(X)として出力すること。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 残留信号を生成するようECG拍動信号を処理するための装置であって、テンプレート心室拍動信号(X)を生成するための手段(9)；テンプレート拍動信号(X)をECG拍動信号(Y)からサブトラクションし、差し引き、残留信号(F)を生成するためのサブトラクション手段(15)を有する当該の信号処理装置において、

前記信号処理装置は、更に、サブトラクション手段(15)の前に配置されたアライメント、整合手段(11)を有し、該アライメント整合手段は、テンプレート拍動信号(X)をECG拍動信号(Y)から成る中間拍動信号(Z)と比較して、中間拍動信号(Z)、又は、テンプレート拍動信号(X)の一方又は他方を変更修正して、空間的、時間的及び振幅特性の1つ又は複数に関して、2つの信号の相対的アライメント、整合性を増大させて、サブトラクション手段により使用されるよう修正変更された信号を、それぞれ、テンプレート拍動信号(X)として、又は、ECG拍動信号(Y)として出力するように構成されていることを特徴とする心電信号処理装置。

【請求項2】 アライメント手段(11)は、テンプレート拍動信号(X)を修正変更するように構成されていることを特徴とする請求項1記載の装置。

【請求項3】 残留信号を生成するようECG拍動信号を処理するための装置であって、テンプレート心室拍動信号(X)を生成するための手段(9)；テンプレート拍動信号(X)をECG拍動信号(Y)から差し引いて残留信号(F)を生成するためのサブトラクション手段(15)を有する当該の信号処理装置において、

前記信号処理装置は、更に、サブトラクション手段(15)の前に配置されたアライメント、整合手段(11)を有し、該アライメント整合手段は、テンプレート拍動信号(X)を中間拍動信号(Z)と比較するものであり、更なるサブトラクション手段(8)を有し、該更なるサブトラクション手段(8)は、ECG拍動信号を受信し、推定された心房信号(F<sub>心</sub>)を表す信号を差し引き、サブトラクションし、中間拍動信号(Z)として使用向けの残留信号を出力するものであり、更に前記アライメント手段(11)は、空間的、時間的及び振幅特性の1つ又は複数に関して、2つの信号の相対的アライメントを増大させて、サブトラクション手段により使用されるよう修正変更された信号(X')を、それぞれテンプレート拍動信号(X)として出力するように構成されていることを特徴とする心電信号処理装置。

【請求項4】 推定された心房信号(F<sub>心</sub>)を表す信号は、細動波形を用いて生成され、該細動波形は、QRS T群に隣接するインターバル内に含まれていることを特徴とする請求項3記載の装置。

【請求項5】 アライメント手段(11)は、空間的

(Q)及び時間的(J<sub>1</sub>)特性に関して、一方又は他方の信号をアライメントするための手段(14, 15)を有することを特徴とする請求項1から4までのうちのいずれか1項記載の装置。

【請求項6】 アライメント手段は、振幅(D)特性に関して信号のアライメントを実施するための手段(13)を有していることを特徴とする請求項1から5までのうちのいずれか1項記載の装置。

【請求項7】 テンプレート拍動信号を生じさせるための手段(9)は、テンプレート拍動信号を生成するための平均化手段を有し、該平均化手段は、先に記憶されたテンプレート拍動信号(X)と中間拍動信号との平均をとることによりテンプレート拍動信号を生成するものであることを特徴とする請求項1から6までのうちのいずれか1項記載の装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、ECG拍動信号を処理するための装置に関し、例えば、心室活動の効果が抑圧されるようにして、殊に、ECG信号から信号を抽出し、例えば、心房細動信号を抽出するため公知のECGモニタに関連して使用可能な装置に関する。

【0002】

【従来の技術】ECG技術は心臓の機能を調べ、障害、不調を識別するための手段として確立されている。ECGにより調べることができる1つの障害、不調は、心房細動である。信号、所謂“残留ECG信号”の使用により表面ECG信号における心房細動の検出及び特徴付けを容易化することが公知である。ここにおいて、心室の活動が、心房信号を残すために最初キャンセルされている。そのようなキャンセル技術は、比較的早期に各々の個別拍動からの平均QRS T群のサブトラクションにより実施されている(J. Slocum et al., "Computer Detection of Atrioventricular Dissociation from Surface ECG During WideQRS Complex Tachycardia" Circ., 72:1028-1036, 1985)。

【0003】当該の所謂“平均一拍動”アプローチの単一の導出(lead)特性に基づき心臓の電気軸における変化、変動により大きなQRS関連の残留信号が生ぜられ、該残留信号により、心房細動の引き続いている分析が一層困難になる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題とすることは、前述の問題点を解決するための手段を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】従って前記課題は、適当

にプログラミングされたコンピュータのような装置において、独立請求項1及び3による構成要件により解決されるのである。「平均-拍動」技術を使用する装置に類似して本発明の装置は、平均拍動信号を決定し、而も観測されたECG拍動信号における心室活動への平均拍動信号のアライメントを実施し、拍動ごとに観測されたQRSからのQRST-サブトラクションの前に存在し得る空間的及び時間的変動の一方又は両者に基づくエラーを低減するように構成するものである。

【0006】このことにより得られる利点とするところは、平均拍動がECG導出(lead)を介して記録される拍動を一層良好に表し得るということである。

【0007】独立請求項3の特徴とするところによれば、観測されたQRST-拍動信号から推定された細動信号を表す信号を差し引き、サブトラクションし、アライメント手段、手順及び平均拍動信号の生成の1つ又は両者にて使用可能な中間拍動信号を生成する。そのようにして、ある程度「純粋な」心房拍動信号のみずみのある信号を使用することに基づくエラーが実質的に低減され得る、それというのは、心房活動の影響が低減されるからである。

【0008】残留ECG信号-これは例えば、心房信号を表し、後続の解析に使用可能である-は、装置から出力され得る。

【0009】有利には、本発明による装置にて使用される空間的エラーにに対して補正をする方法は、次のような仮定に立脚している、即ち分析された導出(lead)が空間的に回転マトリクスにより関連付けられているとの仮定に立脚する；これは、電気軸の呼吸性-誘導される変化、変動を説明する性質、特性である。

【0010】更に、有利には、時間的アライメントが、本発明の装置にて、空間的アライメントと共に実施される。発明者により知見されたようにこれらのアライメントは、相俟って平均拍動信号におけるエラーの有意性のある源に対して補正を行うものである。オプションに、個別の導出における振幅スケールリングが付加的に実施される。最小2乗推定を、以下詳述するように、アライメントパラメータの推定値を求めるため使用することができ、前記最小2乗推定では、下記文献に記載されている方法に基づく方法を用いて導出される推定器を使用する。M. Koshatz et al. ("A Weighted Procrustes Criterion" Psychometrika Vol 56, pp 229-239, 1991)。

【0011】次に本発明を図を用いて事例に即してより詳細に説明する。

【0012】本発明を分かり易くするため、心房細動を呈する患者について一貫して説明する。心房細動信号を、任意の重要な残留信号-これは、実質的に心室活動に由来するものでない-に置き換えられることは当業者

には明らかなことである。

【0013】

【実施例】図1(a)に関連して述べると、患者の心臓1は、前面から見て表したものである。心臓1のリズムは、洞房結節2からコントロールされ、該洞房結節のところから、図中破線で示すように電気信号が伝搬する。信号は、房室(AV)結節3に到達し、該房室(AV)結節3は、それらの信号に対するコレクタ及びフィルタとして作用する。次いで、信号は、電気的絶縁バリア4を横断して心筋繊維5を介して心室へ送られる。

【0014】通常のECGトレース波形の表示が図1

(b)に示してある。第1のバース又はP波、Pは、洞房結節に由来し、QRS群及びT波、Tは心室に由来する。心房細動を有する患者において、典型的ECGトレース波形は、心室信号に重畳された細動信号を含み、P波は、典型的には欠如している。そのようなトレース波形を、図1(c)に示す。

【0015】図2に関連して述べると、本発明の装置は、適当にプログラミングされたコンピュータ6で実現され得、略示してある。患者からECG拍動信号Yのデジタル化信号が、コンピュータ6内に入力される。信号Yは、信号プロセッサ7へ転送され、該信号プロセッサ7は、信号Yを解析して、推定された心房信号F<sub>-</sub>(又は残留信号)を生成する。この信号F<sub>-</sub>は、サブトラクション手段8にてオリジナルのECG拍動信号Yから差し引かれて、中間拍動信号Zを生成し、該中間拍動信号は、主に心室活動情報を含む。中間拍動信号は平均化手段9により処理されて、テンプレート心室拍動信号Xを生成し、そして、アライメント手段11のアライメントパラメータ発生器10にて処理される。

【0016】発生器10は、2つの信号XとZを比較し、アライメントパラメータを計算し、2つの信号を時間的に(J)、空間的に(Q及びD)をアライメントする。次いで、それらのパラメータは、それぞれ時間遅延手段12及び2つの乗算器13、14に供給され、それは、すべて、テンプレート拍動信号Xに作用し、修整変更されたテンプレート拍動信号X'を生成する。このテンプレート拍動信号は、中間拍動信号Zでアライメントされる。

【0017】最後に、修整変更された信号X'は、サブトラクション手段15へ出力され、そこで、その信号は、ECG拍動信号Yから差し引かれ、心房信号Fが生成される。この心房信号Fは、患者の状態の後続の解析において使用され得る。付加的に心房信号Fは信号プロセッサ7へ戻り供給されて、繰り返しプロセスで推定された残留信号F<sub>-</sub>に置き換えられ、入力ECG拍動信号から心室拍動信号が一層良好に除かれる。

【0018】当業者には、明らかとなるように、テンプレート拍動信号の生成は、ECG拍動信号の収集と同時にある必要はない。代替選択的に、信号平均化手段9は、メ

メモリにより置換され得、該メモリでは、代表的テンプレート拍動信号、例えば、患者の先行のECG検査中収集されたものが、発生器10及びサブトラクション手段15によりアクセスされるように記憶される。この場合において、中間拍動信号Zと当該の信号との後続の平均化は必要ない。

【0019】亦、明らかなることによれば、装置内での手段7〜15すべての機能が当業者に公知の標準的技術を用いて適当なコンピュータプログラミングサブルーチンとして実現され得る。

\* 10

$$Y = F + QDXJ_1 + W$$

考慮される変換は、直交マトリクスQにより表される回転及び対角マトリクスDによるスケーリングである。時間同期化マトリクスJ<sub>1</sub>は、それぞれの観測された拍動への最良の適合フィットを与える。テンプレート拍動からのNのサンプルを選択する。厳密に言えば、心房細動は、Xと同じように変換により影響を受ける確からしさ、確率がある。然し乍ら(1)における観測モデルは、なお、考慮されている、それというのは、細動活動への全面的効果が無視可能であると考えられるからである。ノイズは、ここで、異なる導出(lead)と各導出

$$F = Y - QDXJ_1$$

【0025】アラインメントパラメータQ、D、G<sub>1</sub>は次のように選択される、即ち、QDXJ<sub>1</sub>ができるだけ良好に各拍動に適合されるように選択される。それらのパラメータは、QRSインターバル期間中推定される。然し乍ら、主な問題は、当該のインターバル中信号振幅に影響を与える心室細動の存在である。従って、信号Fは、精確なアラインメントを実施し得る前に除去される★30

$$Z = Y - F$$

当該アプローチによる意図は、アラインメントパラメータの推定に一層良好に適する中間信号を生ぜしめることである。

【0027】Zへのテンプレート拍動Xのアラインメン

$$e_{\min} = \min_{Q,D,T} \|Z - QDXJ_1\|_F^2$$

【0029】交替する繰り返し推定アルゴリズムは、アラインメントパラメータQ、D及びJ<sub>1</sub>の推定値を計算するため使用される。Dが知られている場合、Qを特異値分解を用いて推定でき、そして、Qが与えられている場合、Dにおける対角線エントリを、最小2乗判定基準で得ることができる。アルゴリズムは、D=Iで初期化され、そして、D及びQが収束するまで繰り返される。時間同期化マトリクスは、Tの種々の値に対して、エラーを評価することにより決定される。

【0030】予備的信号推定値F<sub>1</sub>は、細動波形に基づき、該細動波形は、QRST群に隣接するインターバル内に含まれる。1つの具現例では、QRST群が信号か

\* 【0020】装置6の動作は、次のような仮定に立脚している、即ち、観測されたECG拍動の1つの心臓サイクル、Y(マトリクスディメンションは、L-by-N)但し、Lの導出(lead)、Nのサンプルは、心房細動F(L-by-N)、“テンプレート”拍動X(L-by-(N+2Δ))から成り、これは複数の幾何学的変換及び加算の白色ノイズWから影響を受ける。

【0021】

(1)

※出(lead)内での白色ノイズとの間で相関がないものと想定される(有色ノイズに対する一般化は、当業者には簡単である)。

【0022】提案された方法の目的は、心房細動のみを含む残留ECGを生ぜしめることである。

【0023】(1)におけるモデルに基づき、細動信号は下記の(2)により推定される。

【0024】

【数1】

(2)

★べきである。この手順は、明きらかに矛盾である。Fの推定値を得るためには、それは知られていなければならない。発明者による解決策は、予備的心房細動推定値F<sub>1</sub>を見出すことであり、予備的心房細動推定値は観測された拍動から差し引かれる。

【0026】

(3)

☆ト、整合は最小2乗誤差判定量により、なされる。

【0028】

【数2】

(4)

ら抹消ないしブランクアウトされる。次いで細動サイクル長は残留信号にてT-Qインターバルごとに決定され、そして、QRSTインターバルにおける両側からの細動波がコピーされ、そして、その一方の側では1を以て他方の側では減少的に0を以て重み付けられる。一方の側からサイクル長を計算するのに十分な情報がない場合、他方の側からの情報が使用される。代替選択的具点例では、推定された信号は、ECG拍動信号からテンプレート拍動信号を差し引くだけで生成される。

【0031】テンプレート拍動Xは、拍動モーフオロジ、形態における緩慢に変化する傾向に適合する指数関数的に更新される平均拍動として選ばれる。それはZ信

号から計算され、このZ信号では、F<sub>1</sub>は、細動がテンプレート拍動にて無視可能な影響を有することを確保するため除去されている。

【0032】図3に関連して述べると、上記の方法により動作する本発明の装置6の性能が、心室細動を有する複数の主体からのECG記録に付いてテストされている。本事例では、記録は1時間の長さであり、1000 Hzでサンプリングされている。導出(lead) V<sub>1</sub> ~ V<sub>6</sub> (当業者に慣用の書誌により規定されている)は、分析において使用された。

【0033】図3(a)では、ベースラインワング除去後のECG記録からの6つの拍動が示されている。これは、各拍動に対して観測された信号Yである。その下の図3(b)にはアラインメントされたテンプレート拍動(QDX<sub>J</sub>)が示されている。これは、残留ECG信号を生成するため図3(a)のECG信号から差し引かれる信号である。注目すべきことには当該の信号中に残留する細動が存在しない。2つの下の方のパネルは、図3(c)にて提案による方法が使用された場合、そして図3(d)にてJ. Slocum et al.の方法により動作する装置にて平均拍動サブトラクションを使用する場合における残留ECG信号の様子を示す。

【0034】本発明の装置及び従来技術の装置との主な差異を容易に観測し得る。図3(c)にて、空間-時間アラインメントは実質的にQRS群モーフロジーにおける変動に関連する不都合な残留信号を低減する。これは、図3(d)におけるより遥かに少ない、図3(c)中のQRS群に関連する残留信号により証明される。こ\*

なお、本明細書において「F<sub>1</sub>」なる表記は「F<sub>1</sub>」を表わす。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】(a)にて1つの誘導システムの構成を略示し、(b)にて通常ECGトレースを示し、(c)にて心室細動を示す患者からのECGを示す図。

【図2】本発明の装置の実施例のブロックダイアグラムの構成図。

【図3】心室細動信号が図2の装置を用いてどのように抽出されるかを示す患者からの誘導V<sub>1</sub> ~ V<sub>6</sub>からの6つの拍動を表す図。

#### 【符号の説明】

- 1 患者の心臓
- 2 洞房の結節
- 3 房室結節
- 4 電氣的絶縁バリア
- 5 心筋繊維
- 6 コンピュータ
- 7 信号プロセッサ

\* のことは主に次の事実に基づく、即ち、本発明により実現される空間-時間アラインメント技術が公知平均-拍動方法を使用する装置に生じるような変動に一層良好に適合する。

【0035】本発明のよる装置は亦、QRSモーフロジーにおける多かれ少なかれ時間同期化されている変動、例えば呼吸又は身体位置変化に関連する変動をキャンセルするのに有効であることが判明している。従って、本発明の装置を使用して生成される心室細動は例えば、心室細動の時間-周波数分析が重要である場合、患者の心臓のコンディションの更なる解析に対する一層信頼性のある基礎を成す。

【0036】発明のよる装置は、劣悪なS/N比を呈する導出(lead)を有するECGモニタを使用して任意の斯様な分析の実施される状況、事情において殊に、重要性がある。前記の劣悪なS/N比を呈する導出(lead)を有するECGモニタを使用して任意の斯様な分析の実施される状況、事情は、図3において導出(V<sub>1</sub>及びV<sub>6</sub>)からの出力により例示されており、ここで、頻繁に生じるQRSに関連する残留信号が重要な心房活動を隠蔽するおそれがあるのである。

#### 【0037】

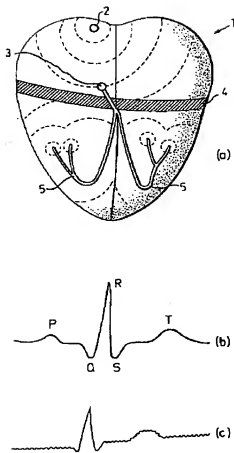
【発明の効果】本発明によれば、平均拍動がECG導出(lead)を介して記録される拍動を一層良好に表し得るという効果が得られる。

#### 【0038】

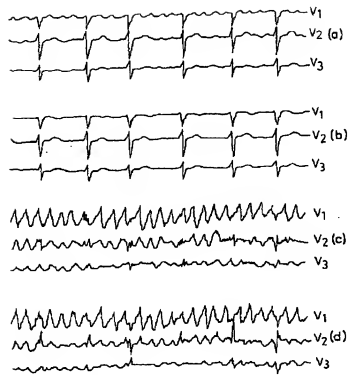
【外1】

- 30 サブトラクション手段
- 8 信号平均化手段
- 10 発生器
- 11 アラインメント手段
- 12 時間遅延手段
- 13 信号乗算器
- 14 信号乗算器
- 15 サブトラクション手段
- F 心室信号
- F<sub>1</sub> 推定残留信号
- 40 P 波
- Q Q波
- T T波
- X 心房拍動信号
- X' 修整変更されたテンプレート拍動信号
- Y ECG拍動信号
- Z 中間拍動信号出力

【図 1】



【図 3】



【図 2】

